



Universidade Federal de Sergipe
Centro de Ciências Exatas e Tecnologia
Departamento de Física
Curso de Física Bacharelado

**Dependência da dimensão da região de interesse (ROI) na avaliação
da distorção geométrica e espalhamento de artefatos em
tomossíntese digital da mama**

Greiciane de Jesus Cesário

**São Cristóvão - SE
2018**

Greiciane de Jesus Cesário

**Dependência da Região de Interesse (ROI) na Avaliação
da Distorção Geométrica e Espalhamento de Artefatos
em Tomossíntese Digital da Mama**

Monografia apresentada ao Departamento de
Física da Universidade Federal de Sergipe -
Campus São Cristóvão, como requisito parcial
para obtenção do grau de Bacharel em Física.

Área de pesquisa: Física Médica

Orientador: Dra. Márcia Regina Pereira Attie

São Cristóvão - SE

agosto de 2018



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE

Departamento de Física

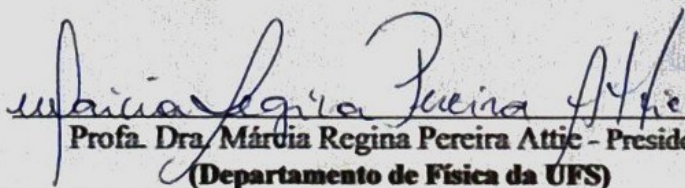
Cidade Universitária "José Aloísio de Campos"

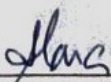
Tel.: +55-79-3194-6630

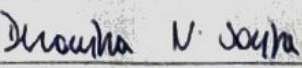
49.100-000 - São Cristóvão - SE - Brasil

**Ata da apresentação da monografia de
graduação da aluna Greiciane de Jesus Cesário**

Aos dois dias do mês de agosto do ano dois mil e dezoito, às treze horas na sala de reuniões do Departamento de Física, realizou-se em sessão pública perante a banca examinadora constituída pelos docentes pesquisadores Profa. Dra. Márcia Regina Pereira Attie (Presidente), Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia e Profa. Dra. Divanízia do Nascimento Souza a apresentação da monografia de graduação da aluna **Greiciane de Jesus Cesário**, intitulada "**Dependência da dimensão da região de interesse (ROI) na avaliação da distorção geométrica e espalhamento de artefatos em tomossíntese digital da mama**". Aberta a sessão, a Senhora Presidente explicou a sistemática de defesa, observando que o autor da monografia dispunha de até 40 (quarenta) minutos para apresentação da dissertação e a seguir cada membro da banca teria um máximo de 10 (dez) minutos para arguição, sendo igual tempo para a defesa por parte do aluno. Realizada a apresentação da dissertação pela autora, que durou 25 (vinte e cinco) minutos, o senhor presidente passou a palavra para a Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia que arguiu o aluno durante 10 (dez) minutos, em seguida o mesmo fez para o Prof. Dra. Divanízia do Nascimento Souza que arguiu a autora durante 4 (quatro) minutos, e finalmente o senhor presidente completou o período arguindo o aluno durante 2 (dois) minutos. Após a defesa do aluno, o Senhor Presidente reuniu a Comissão para efetivar o julgamento com a atribuição das notas. Foram atribuídas as seguintes notas: Presidente, nota 10 (dez pontos), Dra. Ana Figueiredo Maia, nota 10,0 (dez pontos) e Profa. Dra. Divanízia do Nascimento Souza, nota 10,0 (dez pontos). A média final foi então 10,0 (dez pontos). Com tal média final, a monografia foi declarada **APROVADA**. Para registro, lavrou-se a presente ata que vai assinada pelos membros da Banca Examinadora. Cidade Universitária "Prof. José Aloísio de Campos", 02 de agosto de 2018.


Profa. Dra. Márcia Regina Pereira Attie - Presidente
(Departamento de Física da UFS)


Profa. Dra. Ana Figueiredo Maia
(Departamento de Física da UFS)


Profa. Dra. Divanízia do Nascimento Souza
(Departamento de Física da UFS)

*Aos meus pais Maria Inês e Raimundo,
aos meus queridos irmãos Roninho, Júnior e Cris
por me apoiarem em todos os momentos.*

Agradecimentos

Agradeço a Deus por seu infinito amor, fidelidade, proteção e por me sustentar nos momentos mais difíceis,

Agradeço aos meus pais, Maria Inês e Raimundo, por todo amor, segurança e educação fornecida durante todos esses anos e por serem meu exemplo na vida

À minha irmã Cris por toda atenção e companheirismo nos momentos difíceis. Sem ela, concerteza eu desidrataria.

Aos meus irmãos Roninho, Júnior e à tia Maria José, pelo amor e companheirismo.

Agradeço a minha orientadora, Dra. Márcia R. P. Attie, por todos os conselhos, pela paciência e pelas valiosas discussões que agregaram muito valor ao meu trabalho.

Agradeço de forma muito especial a minha segunda mãe e amiga, prof. Dra Márcia R. P. Attie, pela amizade, conselhos e carinho, sempre visando meu crescimento pessoal e acadêmico.

Agradeço a prof. Dra Divanízia do Nascimento Souza pelas valiosas discussões, dedicação, paciência e amizade.

Aos meus amigos Andhjinho, Carol, Debs, Deyvid, Diogo, Fabiano, Irajan, Léo e Simone, por tornarem essa jornada mais divertida. Sentirei falta das conversas, músicas, risadas e bagunças, principalmente na saída do resun.

Aos professores Laélia, Susana, Ana Maia, Emerson, Gerson, Stoian, Cláudio, Osmar, Mário Everaldo, Mário Ernesto e Jhon Fred, por todos os ensinamentos. Vocês são meus exemplos de profissionais.

A Reneilson Yvens do Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação, por ter me ensinado a linguagem JavaScript e por toda ajuda e dedicação no presente trabalho.

Ao Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN) pela colaboração no presente trabalho, em especial à Dra. Maria do Socorro N. Tavares e ao Dr. Lucas Paixão.

A UFS pela oportunidade para realização deste trabalho de pesquisa.

A todos aqueles que contribuíram de alguma maneira para a realização deste trabalho.

*“A sabedoria é árvore
que dá vida a quem a abraça;
quem a ela se apegar será abençoado.”
(Provérbios 3.18)*

Resumo

Os equipamentos de Tomossínteses são caros e precisam ser operados por profissionais que conhecem todas as suas funções, para prevenir danos e otimizar seu uso em termos de qualidade de imagem e doses de radiação para o paciente. Uma operação adequada auxilia na identificação dos defeitos apresentados pelo equipamento na mamografia de rotina, possibilitando correções imediatas e evitando grandes danos. Portanto, atenção especial deve ser dada aos programas de garantia de qualidade de tais equipamentos. O objetivo deste estudo foi avaliar a dependência da dimensão (largura e altura) da ROI (Região de Referência de Interesse) na avaliação da distorção geométrica e espalhamento de artefatos (DGDA) em imagens de tomossíntese digital da mama usando algoritmo desenvolvido por Cesário, J. G. e comparar os resultados com os valores limites de referência, com base na *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services* (EUREF). A distorção geométrica é a representação não exata do tamanho ou formato de uma estrutura na imagem radiográfica. A distorção exagerada torna a radiografia inaceitável para o diagnóstico. Para as análises, as imagens foram inicialmente obtidas com um objeto de teste retangular de 5 mm de espessura composto de polimetilmetacrilato (PMMA) contendo esferas de alumínio de 1 mm de diâmetro. As imagens reconstruídas para os testes de distorção geométrica e espalhamento de artefato foram obtidas com o objeto simulador inserido no *phantom* composto por placas de PMMA com 60 mm de espessura, posicionado a 25 mm de distância do topo da mesa de apoio da mama. Os equipamentos de mamografia e tomossíntese digital utilizados foram Hologic e Siemens e estão instalados em clínicas radiológicas em diferentes estados do Brasil. O software ImageJ foi utilizado para avaliação de imagens via algoritmos. A altura do plano em foco, a precisão do posicionamento no plano em foco e a aparência das esferas de alumínio nos planos de foco adjacentes foram analisadas para diferentes dimensões de ROI. Os planos em foco representam os planos onde as esferas aparecem mais nítidas nas imagens. Foi observado a dependência dos resultados com as dimensões da região de interesse (ROI). O algoritmo desenvolvido por Cesário, J. G. permite obter dados sobre distorção geométrica e dispersão de artefatos similares à ferramenta computacional utilizada no protocolo europeu (EUREF) (Cesário, 2018), com a vantagem de permitir ao usuário a seleção de dimensões de ROI que melhor se adequem às bordas de espalhamento, a fim de que nenhuma informação referente à dispersão de artefatos contida na ROI, seja perdida.

Palavras-chaves: Tomossíntese, controle de qualidade, distorção geométrica, artefatos.

Abstract

Abstract Text: Tomosynthesis devices are expensive and they need to be operated by professionals who know all their functions, to prevent damage and optimize your use in terms of image quality and radiation doses to the patient. A proper operation assists in the identification of defects presented by the equipment in routine mammography, enabling immediate corrections and preventing major damages. Therefore, special attention should be given to quality assurance programs for such equipment. The objective of this study was to evaluate the dependence of the size (width and height) of the RoI (Region of Reference of Interest) on the evaluation of the geometric distortion and ghosting artifacts (DGDA) in digital breast tomosynthesis images using algorithm developed by Cesário, J.G. and to compare our results with the reference limit values, based on the European Reference Organization for Quality Assurance Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF). Geometric distortion is the non-exact representation of the size or shape of a structure in the radiographic image. Exaggerated distortion makes radiography unacceptable for diagnosis. For the analyses, the images were initially obtained with a rectangular test object of 5 mm thickness composed of polymethylmethacrylate (PMMA) containing 1 mm diameter aluminum spheres. The reconstructed images for the geometric distortion and ghosting artifact tests were obtained with the simulant object inserted in a 60 mm PMMA heap, positioned 25 mm from the top of the breast support table. The digital mammography and tomosynthesis equipment used were Hologic and Siemens and are installed in radiological clinics in different States of Brazil. ImageJ software was used for image evaluation via algorithms. The height of the plane in focus, the accuracy of the positioning in the plane in focus and the appearance of the aluminium spheres in the adjacent focus planes were analyzed for different dimensions of ROI. The planes in focus represent the planes where the spheres appear most clearly in the images. The dependence of the results with the dimensions of the region of interest (ROI) was observed. The algorithm developed by Cesário, J. G. allows to obtain data on geometric distortion and dispersion of artifacts similar to the computational tool used in the European protocol (EUREF) (Cesário, 2018), with the advantage of allowing the user to select the ROI dimensions that best fit adjust the scatter edges so that no information regarding the dispersion of artifacts contained in the ROI is lost.

Keywords: Tomosynthesis, quality control, geometric distortion, artifacts.

Lista de ilustrações

| | |
|---|----|
| Figura 1 – Esquema do funcionamento de um equipamento de tomossíntese digital da mama. | 7 |
| Figura 2 – Imagens de tomossíntese adquiridas a partir de diferentes ângulos separando estruturas que possuem alturas diferentes | 8 |
| Figura 3 – Configuração para a avaliação da distorção geométrica (60mm PMMA + 5mm phantom na parte superior), Vista superior e vista 3D. | 10 |
| Figura 4 – Objeto de teste com várias esferas dispostas. | 11 |
| Figura 5 – Fatia em foco da esfera selecionada pela ROI na imagem reconstruída da tomossíntese digital da mama. | 12 |
| Figura 6 – Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al em função da dimensão da ROI | 15 |
| Figura 7 – Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI. | 15 |
| Figura 8 – Distorção discernível da imagem no plano em foco em X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI. | 16 |
| Figura 9 – Avaliação do espalhamento em X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI para imagens da pilha A e B. | 16 |
| Figura 10 – Variação da dimensão da ROI para uma esfera pertencente a pilha A, no plano composto. | 17 |
| Figura 11 – Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da dimensão da ROI. | 17 |

Lista de tabelas

| | | | |
|----------|---|--|----|
| Tabela 1 | – | Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para a pilha A. | 14 |
| Tabela 2 | – | Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para a pilha B. | 14 |

Lista de abreviaturas e siglas

| | |
|-----------|---|
| AEC | <i>Automatic Exposure Control</i> , Controle Automático de Exposição |
| Al | Alumínio |
| AIARA | <i>Low As Reasonable Achievable</i> , Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível |
| CDTN | Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear |
| CQ | Controle de Qualidade |
| CR | <i>Computed Radiology</i> , Radiologia Computadorizada |
| DBT | <i>Digital Breast Tomosynthesis</i> , Tomossíntese Digital da Mama |
| DGDA | Distorção Geométrica e Dispersão de Artefatos |
| DIREÇÃO Z | Nos sistemas DBT, a direção z é perpendicular aos planos reconstruídos |
| DR | <i>Direct Radiography</i> , Radiografia Direta |
| EUREF | <i>European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services</i> |
| FWHM | <i>Full Width at Half Maximum</i> , Função Largura à Meia Altura |
| FWHQ | <i>Full Width at Quarter Maximum</i> , Função Largura a um Quarto da Altura |
| IAEA | <i>International Atomic Energy Agency</i> , Agência Internacional de Energia Atômica |
| INCA | Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva |
| NCCPM | <i>National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography</i> |
| PIXEL | Elemento de imagem, a menor unidade em uma imagem eletrônica. |
| PMMA | Polimetilmetacrilato |
| ROI | <i>Reference region-of-interest</i> , Região de Referência de Interesse |
| 2D | Bidimensional |
| 3D | Tridimensional |

Sumário

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO | 1 |
| | Introdução | 1 |
| 1.1 | Objetivos | 4 |
| 1.1.1 | Objetivo geral | 4 |
| 1.1.2 | Objetivos específicos | 4 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | 5 |
| 2.1 | Estado da Arte | 5 |
| 2.2 | Tomossíntese Digital da Mama (DBT) | 6 |
| 2.2.1 | Processo de Aquisição | 7 |
| 2.2.2 | Resolução Z | 9 |
| 2.2.3 | Distorção geométrica | 9 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 11 |
| 3.1 | Placa de PMMA com esferas de Alumínio inseridas (<i>phantom</i>) | 11 |
| 3.2 | Avaliação das imagens de tomossíntese do <i>phantom</i> | 11 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÃO | 13 |
| 4.1 | Dependência dos resultados em relação as dimensões da ROI | 13 |
| 4.2 | Discussão | 17 |
| | Conclusão | 19 |
| | REFERÊNCIAS | 20 |
| | ANEXO A – ALGORITMO LARAM-UFS | 22 |

1 Introdução

O câncer de mama é um tumor maligno que se desenvolve nas mamas. Células dos lobos mamários, células produtoras de leite ou dos ductos por onde é drenado o leite podem adquirir características anormais, podendo causar mutações genéticas. As mutações podem causar tumores benignos (não cancerosos), que ocorre quando as células apenas se dividem, mas não invadem outros tecidos. Porém, para o surgimento de tumores malignos (cancerosos) é necessário que ocorram mutações no material genético da célula e esta adquira a capacidade de crescer e se dividir desordenadamente, além de evitar sua morte celular. Quando estas células invadem os tecidos adjacentes, prejudicam seu funcionamento, então a doença se instala ([STEWART; KLEIHUES et al., 2003](#)).

O câncer de mama é uma das neoplasias mais frequentes e comuns entre as mulheres, além de ser uma das doenças que mais causam óbitos na população feminina. As chances de cura são elevadas, quando diagnosticado e tratado em estágio inicial, isto é, quando o tumor estiver menor que 1 cm. Entretanto, para o Brasil, estimam-se 59.700 novos casos de câncer de mama, para cada ano do biênio 2018-2019, com aproximadamente 56,33 casos a cada 100 mil mulheres (INCA, 2017). Para a detecção precoce é necessário um equipamento dedicado, que ofereça parâmetros técnicos especiais que forneçam imagens com alta resolução, boa qualidade e com menor dose. A mamografia é a ferramenta de imagem mais eficiente para detectar precocemente a presença de nódulos nas mamas ([FENG; SECHOPOULOS, 2012](#)). A principal limitação da mamografia é a sobreposição de estruturas e tecidos, além da baixa capacidade em distinguir estruturas tridimensionais nas imagens.

A tomossíntese digital da mama (*Digital Breast Tomosynthesis*, DBT) está surgindo como uma potencial substituta à mamografia padrão para diagnóstico do câncer de mama. Trata-se de um método que permite a geração de imagens tridimensionais (3D) da mama, que possibilita obter maiores detalhes sobre a estrutura do tecido, reduzindo a probabilidade de sobreposição de estruturas 3D na imagem: principal limitação da mamografia bidimensional (2D). ([FENG; SECHOPOULOS, 2012](#)). Na tomossíntese, a geometria de aquisição da imagem é semelhante a mamografia padrão, com a diferença de que o tubo de raios X rotaciona em torno da mama comprimida com angulação definida ([SECHOPOULOS; GHETTI, 2009](#)). Ao final da exposição da mama à radiação, diversas imagens com pequenas espessuras são obtidas para o diagnóstico.

Quando se utiliza uma técnica para diagnóstico por imagem, é necessário realizar estudos para avaliar seu desempenho ([AYYALA et al., 2008](#)). Não existe um protocolo brasileiro para controle de qualidade em tomossíntese. Os serviços de radiologia do Brasil

adotam testes de controle de qualidade estabelecidos por protocolos europeus ([CESÁRIO, 2018](#)). A alta qualidade da imagem é essencial para um diagnóstico eficaz e seguro, portanto a manutenção preventiva dos equipamentos de mamografia é indispensável para obter imagens de qualidade.

O exame de mamografia é extremamente importante no diagnóstico precoce. Por meio dele, são investigadas estruturas muito pequenas, como as microcalcificações. Sendo assim, as imagens mamográficas precisam atender a certos requisitos de qualidade como:

Alta resolução espacial, que é a capacidade de um sistema de imagem possibilitar a diferenciação entre objetos muito próximos, mostrando-os na imagem como objetos separados. À medida que dois objetos se tornam menores e mais próximos, com a imagem ainda os mostrando individualmente, dizemos que a resolução é alta;

Contraste adequado, que pode ser definido como a diferença na escala de cinza entre regiões adjacentes da imagem ([BUSHBERG; BOONE, 2011](#)).

Ausência de artefatos e baixo ruído, que podem ser definidos como a quantidade de informação indesejada na imagem. O ruído é produzido por um padrão aleatório de fótons que difere ao padrão de estruturas do paciente, limitando a visualização de detalhes em baixo contraste. Imagens formadas com baixo número de fótons normalmente tendem a apresentar mais ruído devido a menor probabilidade de interação dos raios X com o detector. Os artefatos são irregularidades na imagem que não foram causadas pela adequada interação da radiação com o tecido ([BUSHBERG; BOONE, 2011](#)).

As práticas médicas utilizando radiações ionizantes devem ser sempre otimizadas ([ROTHENBERG et al., 2004](#)). Em radiodiagnóstico esta otimização é necessária para permitir a obtenção de uma imagem que apresente, além de uma boa nitidez de detalhes, a visibilidade das estruturas anatômicas de interesse, associada a uma mínima exposição aos pacientes. Os valores de dose glandular média devem estar dentro de limites razoáveis; isto é, com a menor dose possível.

O Protocolo europeu (EUREF) de controle de qualidade em tomossíntese ([ENGEN et al., 2014](#)) recomenda a realização de diversas avaliações periódicas nos aparelhos de mamografia, dentre as quais, podemos destacar o teste de distorção geométrica e o teste de espalhamento de artefatos (DGDA) nas imagens reconstruídas da DBT. As imagens reconstruídas não são uma representação exata do objeto simulador físico exposto a radiação. Elas podem aparecer distorcidas ou podem surgir estruturas que não representam a atenuação verdadeira do órgão ou tecido exposto a radiação, denominadas de artefatos. É importante avaliar o grau de distorção e a presença de artefatos que um mamógrafo fornece através de suas imagens, a fim de garantir que não influenciem no diagnóstico. Uma imagem distorcida e com presença de artefatos pode induzir diagnóstico incorreto ou laudos inconclusivos sobre a saúde da mama, prejudicando e confundindo a análise da

mamografia, sendo necessário a repetição do exame. Esta repetição, ocasiona risco para a paciente submetida a uma dose de radiação que não lhe trouxe nenhum benefício, além de aumentar o custo para o serviço de radiologia devido a redução da vida útil da ampola do tubo de raios X.

Atualmente, a avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos é realizada em imagens reconstruídas de tomossíntese ([CESÁRIO, 2018](#))), obtidas através de um objeto de teste que simula a mama composta por estruturas tridimensionais (pequenas esferas de alumínio). Para essa avaliação, utiliza-se uma ferramenta computacional para avaliar e quantificar o grau de distorção e o espalhamento de artefatos nas imagens de DBT. O objetivo deste trabalho é investigar a dependência da ROI (região de interesse) para a avaliação da DGDA e encontrar a melhor dimensão que proporcione resultados mais precisos. A avaliação da DGDA foi realizada através do algoritmo desenvolvido por [CESÁRIO](#) e seus resultados foram validados através da comparação com os resultados da ferramenta já descrita na literatura.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho consiste em investigar a influência da dimensão da região de interesse (ROI) na análise da distorção geométrica e espalhamento de artefatos em imagens reconstruídas da tomossíntese digital da mama, a fim de propor a melhor escolha para a ROI.

1.1.2 Objetivos específicos

Empregando o algoritmo e variando a ROI:

- Avaliar o grau de inclinação ou de curvatura do plano em foco;
- Avaliar a dispersão discernível nas direções X e Y da imagem no plano em foco;
- Avaliar a dispersão de artefatos em duas direções ortogonais paralelas à superfície do detector e na direção perpendicular à superfície do detector.

2 Revisão da Literatura

2.1 Estado da Arte

Com o surgimento da radiologia, diversas pesquisas desenvolveram-se a fim de reduzir a taxa de mortalidade devido ao câncer de mama. Dentre elas, em 1913 o cirurgião alemão, Albert Salom, realizou 3.000 radiografias de mamas mastectomizadas, e pôde identificar e classificar diferentes tumores da mama.

Raúl Leborgne, médico uruguaio, teve um papel importante para o desenvolvimento dos primeiros equipamentos de mamografia. Em 1950, observou a relação do contraste nas imagens com as doses de radiação ao qual as mamas eram expostas. Ele observou que a diminuição da dose proporcionada pela compressão da mama e pela colimação do feixe através de um cone longo, tornaram as imagens obtidas com maior qualidade diagnóstica (LEBORGNE, 1951).

Os processos de aquisição das imagens mamográficas foram sendo aprimorados com o passar do tempo. Os equipamentos convencionais produzem imagens com qualidade diagnóstica, porém possuem limitações devido o meio de captura, exibição e arquivamento da imagem mamográfica ser o filme, não havendo possibilidade de melhorias nesse tipo de imagem.

Em 2000, o equipamento de mamografia da GE, o Senoclaire 2000D foi aprovado nos Estados Unidos pelo FDA (*Food and Drug Administration*, Administração de Alimentos e Medicamentos) para uso em radiodiagnóstico. Cinco meses após a aprovação, exemplares desse equipamento foram trazidos para o Brasil, que foi o primeiro país da América Latina a fazer uso da mamografia digital de campo total (DR) em algumas clínicas no país (KALAF, 2007). Nestes sistemas, os processos de aquisição, exibição e armazenamento das imagens são separados, possibilitando manipulações e melhorias nas imagens (SMITH et al., 2004). Na mamografia digital - DR (*Direct Radiography*), o filme radiológico é substituído por um detector digital constituído por um conjunto de semicondutores. A imagem é obtida através da exposição dos detectores aos raios X, o equipamento foi projetado para este propósito. A radiação incidente nos detectores é transformada num sinal elétrico que, por sua vez, é transmitido para um computador que o converte numa imagem (FREITAS et al., 2006).

Na mamografia computadorizada - CR (*Computed Radiography*), os processos de aquisição, exposição e armazenamento também são separados. Entretanto, existem algumas diferenças nas suas tecnologias. Na mamografia computadorizada, a imagem é obtida em um equipamento de radiologia convencional, porém apenas o chassi tem tecnologia digital.

Esse chassi é escaneado após ser exposto a radiação, através do scanner, possibilitando a obtenção da imagem computadorizada. Na sistema DR Utiliza-se detectores individuais tendo como produto final a imagem digital direta e não escaneada, como na mamografia CR.

Em 1977, Niklason fez a primeira publicação sobre o equipamento de DBT. Ele pretendia resolver uma das principais limitações da mamografia padrão: eliminar a sobreposição de tecidos mamários através da aquisição de múltiplas imagens. Na década de 80 os ensaios para a tomossíntese foram frustrados devido a limitações dos detectores (PARK et al., 2007; LI; ZHANG; LIU, 2013). Com a evolução dos sistemas de detectores, a tomossíntese digital da mama tem sido utilizada para complementar a mamografia por apresentar melhorias no diagnóstico de neoplasias da mama em comparação com a mamografia clássica. Pesquisas clínicas tem investigado as vantagens e desvantagem do uso da DBT isolada ou como tecnologia complementar a mamografia. Os estudos da DBT causaram impacto devido o aumento da taxa de detecção do câncer, redução na taxa de falsos-positivos, redução na quantidade de biópsias e redução na taxa de repetição de exames, aumento da taxa de diagnóstico precoce, melhoria no prognóstico da doença por identificação mais assertativas do tipo de tumor e menor impacto financeiro de modo geral (SMITH, 2008; SKAANE et al., 2011).

2.2 Tomossíntese Digital da Mama (DBT)

A Tomossíntese Digital Mamária (*Digital Breast Tomosynthesis*, DBT), mais conhecida como mamografia quase tridimensional (3D), é uma nova modalidade de imagem da mama que tem como objetivo melhorar a imagem, pois permite a reconstrução do volume tridimensional da mama exposta a radiação, além da visualização individual bidimensional de cortes finos dela (STRUDLEY; LOONEY; YOUNG, 2014). Especialistas nessa nova modalidade demonstraram que sua utilização pode aumentar em torno de 25% a precisão diagnóstica da neoplasia mamária em estágio inicial (SKAANE et al., 2011). A possibilidade de visualização a diferentes profundidades traz benefícios que se destacam com a diminuição de estruturas sobrepostas de tecidos, diagnósticos falsos positivos e biópsias desnecessárias, aumentam a detecção de pequenos achados devido a melhor diferenciação de tecidos normais em relação a massas suspeitas ainda que suas densidades sejam muito próximas (LU et al., 2013; CONANT, 2014). Enquanto a mama permanece comprimida, o tubo de raios X se move em ângulos limitados durante a aquisição de imagens de diferentes projeções. O detector armazena as imagens em fatias finas. A figura 1 representa o método de funcionamento de um equipamento de DBT.

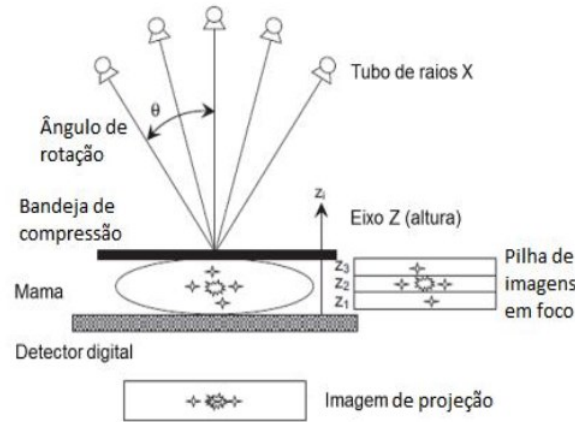


Figura 1 – Esquema do funcionamento de um equipamento de tomossíntese digital da mama.

Fonte – Adaptado: Baker *et. al*, 2011

A implementação da DBT tornou-se possível devido a criação de detectores digitais (*flat panel digital display detectors*) e com o avanço de algoritmos de reconstrução e pós-processamento. Aplicação da tomossíntese nos serviços de radiologia tornou-se viável com o desenvolvimento de detectores que permitem leitura rápida, grande campo de imagem e que proporcionam diversas projeções em poucos segundos.

2.2.1 Processo de Aquisição

A mama é comprimida de forma padrão em mamografia para evitar artefatos de movimento. O tubo de raios X rotaciona em torno da mama em diferentes graus e uma série de imagens são obtidas referentes aos vários ângulos de varredura. O tubo de raios X pode movimentar-se no modo contínuo (*continuous*) ou no modo discreto (*step-and-shoot*). No primeiro modo, as exposições são curtas para evitar a desfocagem da imagem enquanto o tubo se movimenta continuamente, por sua vez em modo discreto o tubo para totalmente antes de cada exposição a fim de evitar o borramento da imagem devido a vibração no movimento (SMITH *et al.*, 2004). A geometria de um sistema de DBT pode variar de acordo com cada fabricante. São conhecidos três movimentos básicos para a geometria de aquisição: estacionário, em que não há movimento mecânico do detector e da fonte de raios X, mas é permitido a coleta de todas as imagens de projeção; movimento isocêntrico, a fonte de raios X e o detector permanecem fixos, um em relação ao outro, porém rotacionam em torno do mesmo eixo e o movimento isocêntrico parcial, neste caso, o detector permanece fixo, enquanto o tubo de raios X movimenta-se descrevendo um arco. A geometria mais comum é o movimento isocêntrico parcial (MALES; MILETA; GRGIC, 2011). Através da

Figura 2, pode-se compreender melhor o conceito de aquisição da tomossíntese.

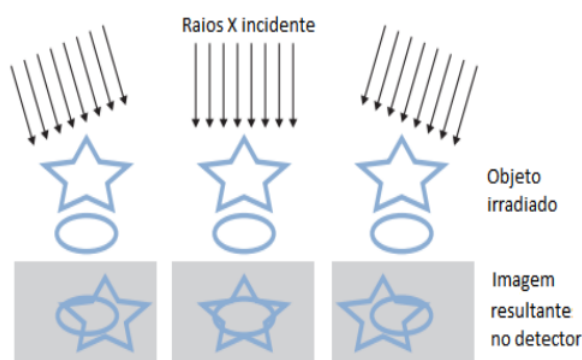


Figura 2 – Imagens de tomossíntese adquiridas a partir de diferentes ângulos separando estruturas que possuem alturas diferentes

Fonte – Adaptado:(SMITH et al., 2004)

As estruturas presentes na mama comprimida são projetadas de forma distinta em cada projeção. Isso permite a visualização em separado de objetos na DBT. O programa de garantia de qualidade faz-se necessário para otimizar as doses e manter a imagem com qualidade diagnóstica. As imagens precisam ter um padrão de qualidade que possibilite um diagnóstico preciso e seguro, além de assegurar que os pacientes não sejam expostos a radiação de forma indevida, obedecendo ao princípio *ALARA* (*As Low As Reasonably Achievable*) expressão conhecida como “tão baixo quanto razoavelmente exequível”. Trata-se de um princípio de segurança que tem como objetivo minimizar as doses em pacientes e trabalhadores, promovendo o bom funcionamento do serviço (HUDA et al., 2003; YAFFE, 2011). Portanto, o objetivo de um programa de controle de qualidade é estabelecer os valores de referência para os fatores relacionados à qualidade de imagem e dose, monitorando de forma rotineira esses fatores a fim de garantir que permaneçam dentro dos valores limites de referência. Deve-se levar em consideração o custo benefício entre a alta qualidade da imagem e a dose. Após a instalação e aceitação de um equipamento de mamografia, o seu funcionamento deve ser monitorado de forma contínua para garantir a continuidade do seu desempenho. Este processo de avaliação contínua, periódica, é o controle de qualidade (CQ). A finalidade dos testes de CQ é a detecção de alterações que podem resultar na perda da qualidade da imagem ou no aumento significativo da exposição a radiação (BOONE et al., 2002).

Em junho de 1998, foi publicado, no Brasil, a portaria nº 453 do Ministério da Saúde que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, e que dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional (Portaria 453/98). Essa Portaria regulamenta as ações para controle de exposições

dos indivíduos ocupacionalmente expostos, dos indivíduos público e dos pacientes devido ao uso de raios X diagnósticos. Entretanto, para a mamografia computadorizada (*Computed Radiography*, CR), a mamografia direta (*Direct Radiography*, DR) e a tomossíntese digital da mama (*digital breast tomosynthesis*, DBT) ainda não existe um protocolo nacional de controle de qualidade. As clínicas de radiologia do país utilizam protocolos internacionais, como o *European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Service* (EUREF), *National Health Service Breast Screening Programme* (NHSBSP), *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), *Internacional Atomic Energy Agency* (IAEA) e o *Internacional Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU).

2.2.2 Resolução Z

A resolução Z está relacionada à capacidade de remover estruturas sobrepostas e a quantidade de artefatos e ruídos devido as estruturas que apresentam-se fora de foco na imagem. Através de esferas de alumínio, pode-se obter uma imagem 3D na DBT. Avalia-se os artefatos nos planos reconstruídos associados a cada esfera. Os artefatos fazem com que as esferas apareçam esticadas como uma linha fina na direção do movimento do tubo de raios X. A componente vertical da propagação entre os planos deverá ser avaliada a partir do valor máximo de pixel próximo à esfera de cada plano em foco adjacente (ENGEN et al., 2014). O protocolo europeu (EUREF) recomenda que a avaliação da resolução Z seja executada a cada seis meses. Para isso, será necessário um objeto de teste de 5 mm de espessura contendo várias esferas de alumínio de 1 mm de diâmetro, seis placas de 10 mm de espessura de PMMA. Deve-se posicionar as seis placas sobre a superfície do *bucky* e o objeto de teste entre a primeira e a segunda placa. Adquire-se uma imagem desse conjunto no modo AEC (*Automatic Exposure Control*, Controle Automático de Exposição). Repete-se a exposição para o *phantom* posicionado entre a terceira e a quarta placa e novamente entre a quinta e a sexta placa. São realizadas medições da componente vertical da propagação dos artefatos em termos da largura à meia altura (FWHM) e da largura a um quarto da altura (FWQM) (ENGEN et al., 2014). Essas medições deverão ser realizadas na direção perpendicular à superfície do detector. A análise do FWHM é realizada com uso de software desenvolvido para tal finalidade, como o que está disponível no site do NCCPM (Download Tools, no link <https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>).

2.2.3 Distorção geométrica

Distorção geométrica na imagem de DBT, pode ser definida como a reprodução não exata do tamanho e ou da forma das estruturas da mama. Se a imagem apresenta-se distorcida, significa que as estruturas não foram capturadas corretamente pelo receptor de imagem. Não é possível reproduzir de forma exata as pequenas estruturas na mama,

entretanto, é necessário quantificar e avaliar o nível de distorção, para reduzir a perda de informação e, assim obter imagens com qualidade diagnóstica. De acordo com o protocolo europeu (EUREF), o teste da distorção geométrica deve ser realizada na avaliação da aceitação do sistema de imagens. Para sua execução é necessário um objeto de teste retangular de PMMA (material que simula o tecido que compõe a mama) com diversas esferas de alumínio de 1 mm de diâmetro dispersas sobre ele. Deve-se posicionar o objeto simulador na parte inferior, no meio e na parte superior de uma pilha de PMMA de 60 mm de altura (ENGEN et al., 2014), de acordo com a Figura 3.

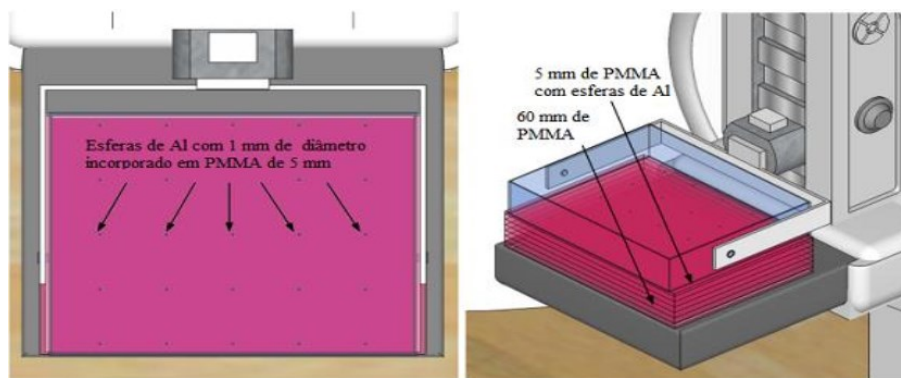


Figura 3 – Configuração para a avaliação da distorção geométrica (60mm PMMA + 5mm phantom na parte superior), Vista superior e vista 3D.

Fonte – (ENGEN et al., 2014)

É avaliado: a distorção ou imprecisão na escala nos planos focais; se os planos focais são planos ou se houve uma distorção na direção Z; se estão inclinados em relação a superfície do *bucky*. Se estiverem inclinados, esta informação deverá ser utilizada no teste com o simulador CDMAM (*phantom* utilizado na avaliação do limiar de contraste-detalle de objetos com diâmetros muito pequenos e com atenuação baixa), a fim de posicioná-lo de forma que todo o *phantom* esteja em foco em um único plano (ENGEN et al., 2014). A avaliação da distorção geométrica poderá ser realizada com o auxílio do software disponível no site da NCCPM (<https://medphys.royalsurrey.nhs.uk/nccpm/?s=tomosynthesisqctools>).

3 Materiais e Métodos

Partindo das recomendações do EUREF ([BURCH et al., 2015](#)) foi desenvolvido a ferramenta computacional Laram-UFS para avaliar a distorção geométrica e espalhamento de artefatos em imagens reconstruídas da tomossíntese. De acordo com o documento disponível pela NCCPM devem ser estimados a acurácia espacial das imagens reconstruídas e os artefatos de reconstrução associados a cada uma das esferas de alumínio, nas direções paralela e vertical (perpendicular) à superfície do detector. Entretanto, a metodologia utilizada para alcançar os objetivos propostos no presente trabalho, foi desenvolvida com algumas particularidades descritas ao longo do texto.

3.1 Placa de PMMA com esferas de Alumínio inseridas (*phantom*)

O objeto simulador para a avaliação DGDA é semelhante ao da Figura 4. É composto por uma placa de polimetilmetacrilato (PMMA) de 5 mm de espessura com 20 esferas de 1 mm de diâmetro inseridas na placa, posicionadas de forma retangular e simétrica com acurácia de $\pm 0,1$ mm. Para a obtenção da imagem no mamógrafo, o objeto simulador é posicionado entre as demais placas de PMMA, formando um *phantom* com 65 mm (60 mm de PMMA + 5 mm do objeto simulador) de espessura, com a objeto simulador posicionado a 25 mm de espessura em relação a bandeja de compressão.

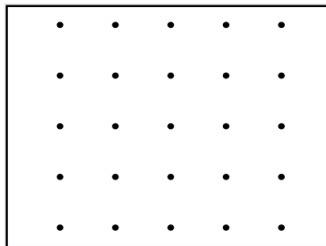


Figura 4 – Objeto de teste com várias esferas dispostas.

Fonte – Adaptado ([ENGEN et al., 2014](#))

3.2 Avaliação das imagens de tomossíntese do *phantom*

Foram utilizados dois mamógrafos com tomossíntese: um aparelho do fabricante Hologic e um da Siemens.

Os passos seguidos nas avaliações estão descritos a seguir:

É necessário instalar o algoritmo Laram-UFS e o plugin Laram PF no software ImageJ e configurar o ImageJ para que quando for analisar os planos compostos, este nos forneça um plano com intensidade máxima dos tons de cinza (*ImageJ => Image => Stacks => Z Project*, seleciona-se todas as imagens e, para *Projection Type*, devendo-se escolher a opção *Max Intensity*);

Tendo importado a pilha de imagens para o ImageJ, deve ser selecionada uma ROI na primeira esfera da primeira imagem da pilha e selecionar a macro Laram-UFS, no ImageJ. É necessário informar o valor da fatia em foco para cada esfera para as imagens obtidas com mamógrafo da Hologic e/ou da Siemens. Seleciona-se uma ROI na primeira esfera do plano em foco e executa-se o algoritmo Laram-UFS ;
informação obtida observando-se a parte superior no lado esquerdo da imagem, conforme a Figura 5.

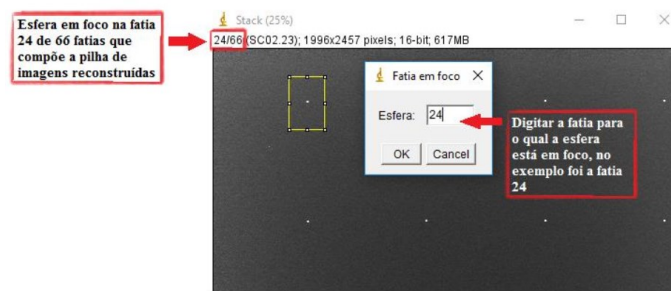


Figura 5 – Fatia em foco da esfera selecionada pela ROI na imagem reconstruída da tomossíntese digital da mama.

Fonte – (CESÁRIO, 2018)

4 Resultados e Discussão

Neste capítulo serão apresentados os resultados dos testes DGDA para DBT, conforme proposto inicialmente.

4.1 Dependência dos resultados em relação as dimensões da ROI

Foi observado a dependência da ROI (região de interesse) em algumas análises das imagens de DBT. A ferramenta computacional Laram-UFS permite que o usuário selecione as dimensões da região de referência de interesse (ROI), possibilitando que a região avaliada abranja as bordas de espalhamento para que não seja perdida nenhuma informação referente ao espalhamento nas direções X, Y e Z.

subsectionAvaliação das imagens obtidas com equipamento de DBT da Hologic e da Siemens

De acordo com a metodologia descrita no capítulo 3, foram obtidas as Tabelas 1 e 2 que mostram os resultados para a avaliação da DGDA para tomossíntese digital da mama utilizando imagens do objeto simulador do teste posicionado a 25 mm em relação à bandeja de compressão. A Tabela 1 mostra os resultados para a pilha A de imagens utilizando equipamento de mamografia da Hologic e na Tabela 2 temos a avaliação para a pilha B, porém o equipamento utilizado é da fabricante Siemens.

A partir das Tabelas 1 e 2 foram construídos os gráficos nas Figuras 6, 7, 8, 9 e 11

Foi avaliado o grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al variando a dimensão de ROI. Para isso, avaliamos a altura do plano em foco, que representa a diferença entre o plano que as esferas aparecem mais nítidas e o plano médio de melhor foco. O resultado indica o grau de qualquer inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al. É recomendado que essa diferença de altura não seja superior a 2 mm, garantindo que os planos reconstruídos em que as esferas estão em foco são paralelos à superfície da mesa de *bucky* e, portanto, sem distorção vertical. Como pode ser observado na Figura 6, ambas as pilha de imagens apresentaram valores bem abaixo dos valores limites de referência.

Tabela 1 – Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para a pilha A.

| Avaliação | Valores Limites | ROI(mm): 11x11 | 11x17 | 17x11 | 17x17 |
|---|----------------------|----------------|--------------|--------------|--------------|
| Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al: | < 2 mm | 0.65 mm | 0.65 mm | 0.65 mm | 0.65 mm |
| Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de Al: | X(< 5%) Y(< 5%) | 0.4% 0.3% | 0.4% 0.3% | 0.4% 0.3% | 0.4% 0.3% |
| Distorção discernível da imagem no plano em foco: | X(mm) Y(mm) | 0.3 0.2 | 0.3 0.2 | 0.3 0.2 | 0.3 0.2 |
| Espalhamento: | X(< 50%) Y(< 50%) | 2% 6% | 2% 6% | 29% 6% | 29% 6% |
| FWHM em Z: | < 20% | 17% | 20% | 17% | 20% |

Tabela 2 – Avaliação da distorção geométrica e dispersão de artefatos para a pilha B.

| Avaliação | Valores Limites | ROI(mm): 11x11 | 11x17 | 17x11 | 17x17 |
|---|----------------------|----------------|--------------|--------------|--------------|
| Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al: | < 2 mm | 0.7 mm | 0.7 mm | 0.7 mm | 0.7 mm |
| Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas de Al: | X(< 5%) Y(< 5%) | 0.0% 0.1% | 0.0% 0.1% | 0.0% 0.1% | 0.0% 0.1% |
| Distorção discernível da imagem no plano em foco: | X(mm) Y(mm) | 0.6 0.2 | 0.6 0.2 | 0.6 0.2 | 0.6 0.2 |
| Espalhamento: | X(< 50%) Y(< 50%) | 37% 21% | 37% 21% | 37% 21% | 37% 21% |
| FWHM em Z: | < 20% | 6% | 7% | 6% | 7% |

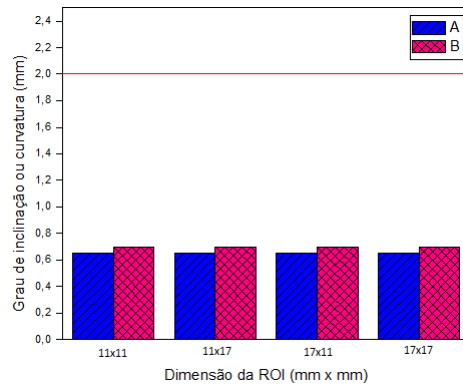


Figura 6 – Grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al em função da dimensão da ROI

Para avaliar se houve distorção significativa na imagem, foi calculada a separação entre as esferas no plano em foco e feita a comparação com a separação física das esferas no objeto de teste, sabendo que esse valor é fornecido pelo fabricante. O erro relativo deve ser inferior a 5%. Na Figura 7 pode ser verificado que tanto a distorção significativa em X (à esquerda), quanto em Y (à direita) apresentaram valores muito abaixo do limite para todas dimensões da ROI e para os dois equipamentos de mamografia avaliados.

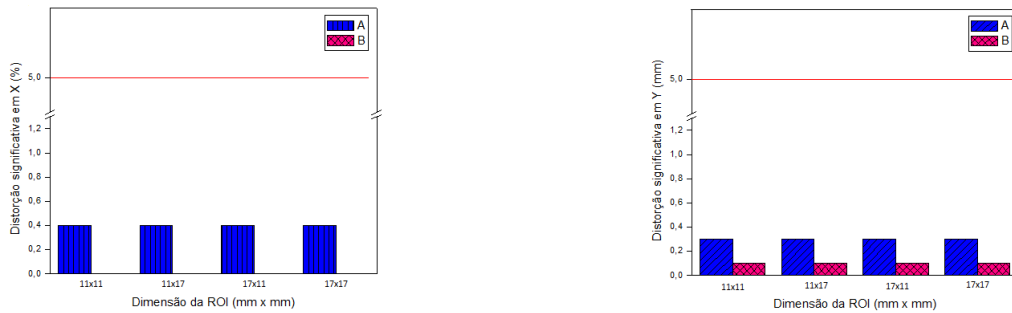


Figura 7 – Distorção significativa da imagem dentro do plano em foco na verdadeira altura das esferas na direção X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI.

A partir das comparações entre as separações das esferas no plano em foco e no objeto de teste, calculou-se os desvios máximos nas separações em X e Y. Os resultados indicam se há qualquer distorção discernível da imagem no plano em foco.

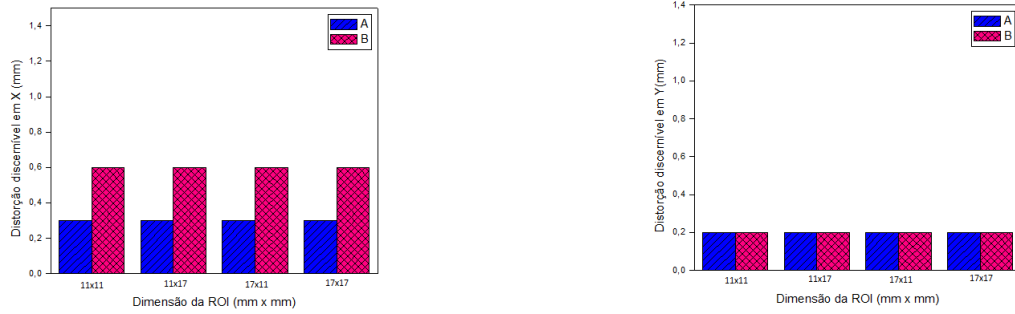


Figura 8 – Distorção discernível da imagem no plano em foco em X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI.

Através da Figura 9 é possível verificar que a avaliação da DGDA para a pilha A possui uma dependência com as dimensões da ROI.

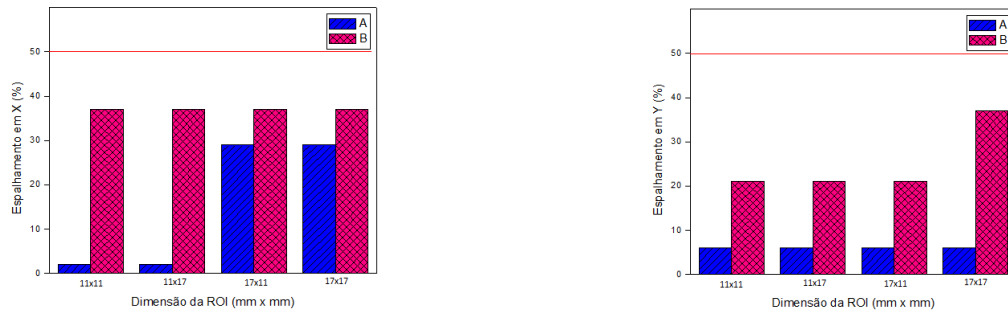


Figura 9 – Avaliação do espalhamento em X (à esquerda) e Y (à direita) em função da dimensão da ROI para imagens da pilha A e B.

Uma avaliação visual do plano composto foi realizada, conforme a Figura 10, sendo visualizados um artefato na imagem. Entretanto, para a posição do artefato encontrado, as dimensões de ROI de 11x11 mm não o contemplaram e, portanto, os resultados do espalhamento em X e em Y foram inferiores aos resultados obtidos para largura de 17 mm. Esta última dimensão de ROI possibilitou selecionar o artefato mais distante do centro da imagem. Fazendo uma avaliação visual, foi possível observar que a largura da ROI de 11 mm não conteve o artefato em X. Sendo assim, o resultado do espalhamento em X foi inferior ao encontrado quando a largura da ROI selecionada correspondeu a 17 mm.

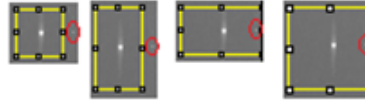


Figura 10 – Variação da dimensão da ROI para uma esfera pertencente a pilha A, no plano composto.

Os resultados da avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector podem ser visualizados na Figura 11. As imagens obtidas com equipamento da Hologic (pilha A) para a altura de 17 mm apresentaram valores no limite ao recomendado pelo EUREF. O equipamento da Siemens (pilha B) para as quatro dimensões de ROI selecionados, apresentaram valores abaixo do valor limite equivalente a 20% (ENGEN et al., 2014).

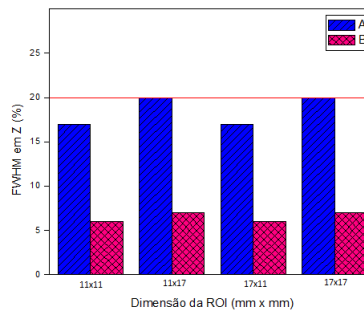


Figura 11 – Avaliação da distorção perpendicular ao plano do detector (FWHM em Z) em função da dimensão da ROI.

4.2 Discussão

Fazendo uma análise visual da imagem composta, Figura 10, é possível notar um artefato em X. Entretanto, se for selecionado 11 mm para a largura da ROI, o artefato estará fora dessa largura e, assim, não será possível determinar o seu espalhamento efetivo. A pilha de imagem avaliadas na Tabela 1 é a pilha A, correspondente a imagens obtidas com equipamento da Hologic. Através da Figura 9, é possível observar que os resultados da avaliação possui uma dependência com as dimensões da ROI. Apesar do valor limite estabelecido pelo protocolo europeu para o espalhamento de artefatos ser de 50%, podemos notar que quando foi selecionada uma ROI com 17 mm de largura, na pilha A o valor do espalhamento em X apresentou-se maior em relação aos resultados obtidos com largura de ROI de 11 mm. O espalhamento em X é determinado no plano composto. Dentro

do espectro de valores de pixels na ROI, haverá um pixel à esquerda (X1 TP) e outro à direita (X2 TP) do pixel de ponto máximo, cujos valores estarão próximos ao valor do ponto médio. A quantidade de pixels entre X1 TP e X2 TP corresponde à largura a meia altura da esfera (FWHM) no plano composto em X (FWHM X TP). É feita uma média sobre todos os valores de FWHM X TP das vinte esferas (CESÁRIO, 2018). Para a pilha A, na Figura 9, o valor da FWHM X TP para uma das esferas apresentou-se elevado em relação as demais. Isso foi possível para essa esfera na imagem composta devido a visualização de um artefato bem próximo aos limites da ROI. Consequentemente, a FWHM X TP apresentou valores maiores, por corresponder à quantidade de pixels entre X1 TP e X2 TP. Pelo fato de selecionar a ROI com dimensões que abrangesse esse artefato, houve uma variação no resultado final da FWHM X TP, que ocasionou essa discrepância no espalhamento em X. Se a região de interesse for reduzida, o artefato poderá não ser incluído e a quantidade de pixels entre as bordas do espalhamento também será reduzida, ocasionando uma diminuição da FWHM X TP e, consequentemente, uma redução do valor do espalhamento de artefatos em X.

A pilha de imagem avaliadas na Tabela 2 é a pilha B, correspondente a imagens obtidas com equipamento da Siemens. Apesar de os valores de espalhamento apresentarem-se superiores, em relação a pilha A, não foi observado a dependência da ROI para essas imagens, como pode-se notar através da Tabela 2. Fazendo-se uma visualização do plano composto, para a pilha B, não foi observado artefatos fora da região de interesse (ROI).

A FWHM em Z é obtida determinando a posição Z1 TP, que corresponde ao valor de pixel acima do ponto máximo, e a posição Z2 TP, que corresponde ao valor de pixel abaixo do ponto máximo cujos valores de pixels sejam menores ou iguais a BG TP (background do plano composto). Se a ROI for reduzida, a quantidade de pixels entre as bordas do espalhamento também será reduzida, ocasionando uma diminuição da FWHM em Z, descrito nas Tabela 1 e 2, bem como na Figura 11 para ROI com altura de 11 mm.

Conclusões

O algoritmo Laram-UFS proposto por [CESÁRIO](#), foi desenvolvido e testado utilizando imagens de tomossíntese de um objeto simulador, em clínicas radiológicas que dispunham de aparelhos de DBT. Para validação, os resultados de DGDA foram comparados com resultados de algoritmo de referência NCCPM-Tools. O algoritmo desenvolvido por [CESÁRIO](#), utilizado neste trabalho apresenta a possibilidade de variar as dimensões da ROI. Foram avaliados: o grau de inclinação ou curvatura do plano em foco contendo as esferas de Al; a distorção significativa da imagem no plano em foco, através da comparação da separação entre as esferas no plano em foco; e a separação física das esferas no objeto de teste. Através dos desvios máximos nas separações em X e Y foi estimada a dispersão discernível da imagem no plano em foco. As medições da largura a meia altura (FWHM) serviram para definir a dispersão de artefatos na imagem, em três dimensões, em duas direções ortogonais paralelas à superfície do detector e na direção perpendicular à superfície do detector. O protocolo europeu (EUREF) estabelece 50% como valor limite para o espalhamento em X e Y e 20% para o espalhamento em Z. Apesar dos resultados nas avaliações apresentarem-se inferiores aos limites estabelecidos, foi observado um aumento significativo no espalhamento em X e Y para a pilha A de imagens analisadas quando foram selecionadas ROIs maiores que as estabelecidas no algoritmo NCCPM-Tools. Isso ressalta a importância de inicialmente se avaliar visualmente a pilha de imagens, de modo a selecionar as dimensões de ROIs que abranjam as bordas de espalhamento, para que não seja perdida nenhuma informação referente ao espalhamento nas direções X, Y e Z. Para a pilha B, não houve dependência com a dimensão da ROI porque não foi observado artefatos fora da região de interesse selecionada. Os resultados dos testes demonstraram que a ferramenta Laram-UFS possibilita ao usuário a liberdade de selecionar as dimensões de ROI que melhor se adequem ao espalhamento das esferas na imagem, assegurando que pode ser empregado para análises de imagens obtidas em equipamentos de tomossíntese.

Referências

AYYALA, R. S. et al. Digital mammographic artifacts on full-field systems: what are they and how do i fix them? *Radiographics*, Radiological Society of North America, v. 28, n. 7, p. 1999–2008, 2008. Citado na página [1](#).

BOONE, J. M. et al. Quality control in diagnostic radiology. *New York: Am Asso Med Phys*, v. 74, p. 1–77, 2002. Citado na página [8](#).

BURCH, A. et al. Routine quality control tests for breast tomosynthesis (physicists). *NHS Breast Screening Programme, Equipment report*, v. 1407, 2015. Citado na página [11](#).

BUSHBERG, J. T.; BOONE, J. M. *The essential physics of medical imaging*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2011. Citado na página [2](#).

CESÁRIO, G. d. J. Algoritmo para avaliação de distorção geométrica e dispersão de artefatos para tomossíntese digital da mama. Pós-Graduação em Física, 2018. Citado 5 vezes nas páginas [2](#), [3](#), [12](#), [18](#) e [19](#).

CONANT, E. F. Clinical implementation of digital breast tomosynthesis. *Radiologic Clinics*, Elsevier, v. 52, n. 3, p. 499–518, 2014. Citado na página [6](#).

ENGEL, R. E. van et al. A european protocol for technical quality control of breast tomosynthesis systems. In: SPRINGER. *International Workshop on Digital Mammography*. [S.l.], 2014. p. 452–459. Citado 5 vezes nas páginas [2](#), [9](#), [10](#), [11](#) e [17](#).

FENG, S. S. J.; SECHOPOULOS, I. Clinical digital breast tomosynthesis system: dosimetric characterization. *Radiology*, Radiological Society of North America, Inc., v. 263, n. 1, p. 35–42, 2012. Citado na página [1](#).

FREITAS, A. G. D. et al. Mamografia digital: Perspectiva atual e aplicações futuras. *Radiologia Brasileira*, SciELO Brasil, 2006. Citado na página [5](#).

HUDA, W. et al. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 30, n. 3, p. 442–448, 2003. Citado na página [8](#).

KALAF, J. M. Mamografia digital de campo total: modalidade aprimorada de estudo mamográfico. *Rev. imagem*, v. 29, n. 1, p. III–IV, 2007. Citado na página [5](#).

LEBORGNE, R. Diagnosis of tumors of the breast by simple roentgenography; calcifications in carcinomas. *The American journal of roentgenology and radium therapy*, v. 65, n. 1, p. 1–11, 1951. Citado na página [5](#).

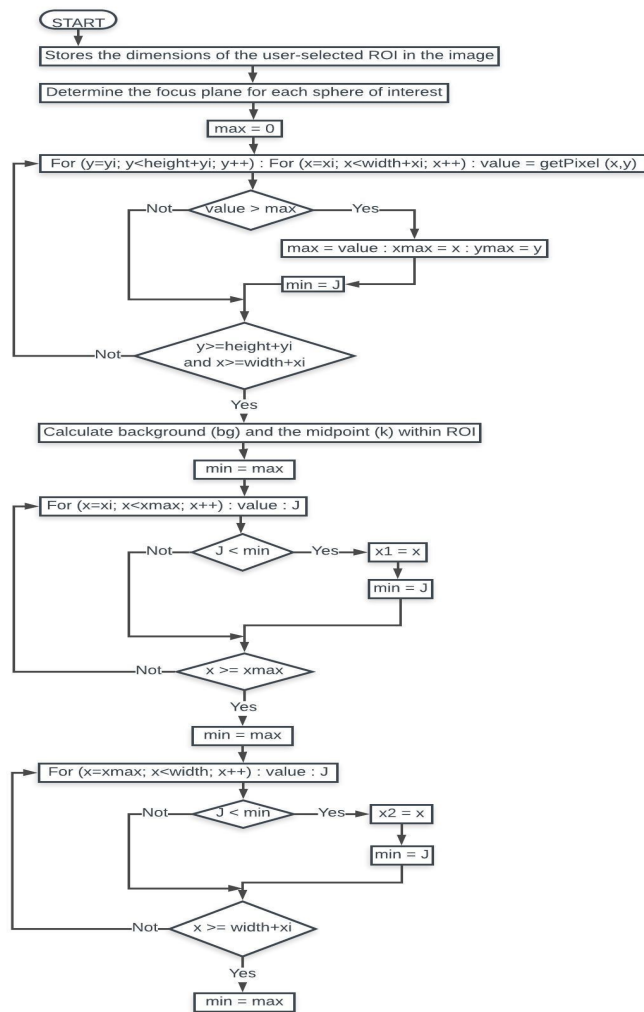
LI, X.; ZHANG, D.; LIU, B. A parameterization method and application in breast tomosynthesis dosimetry. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 40, n. 9, 2013. Citado na página [6](#).

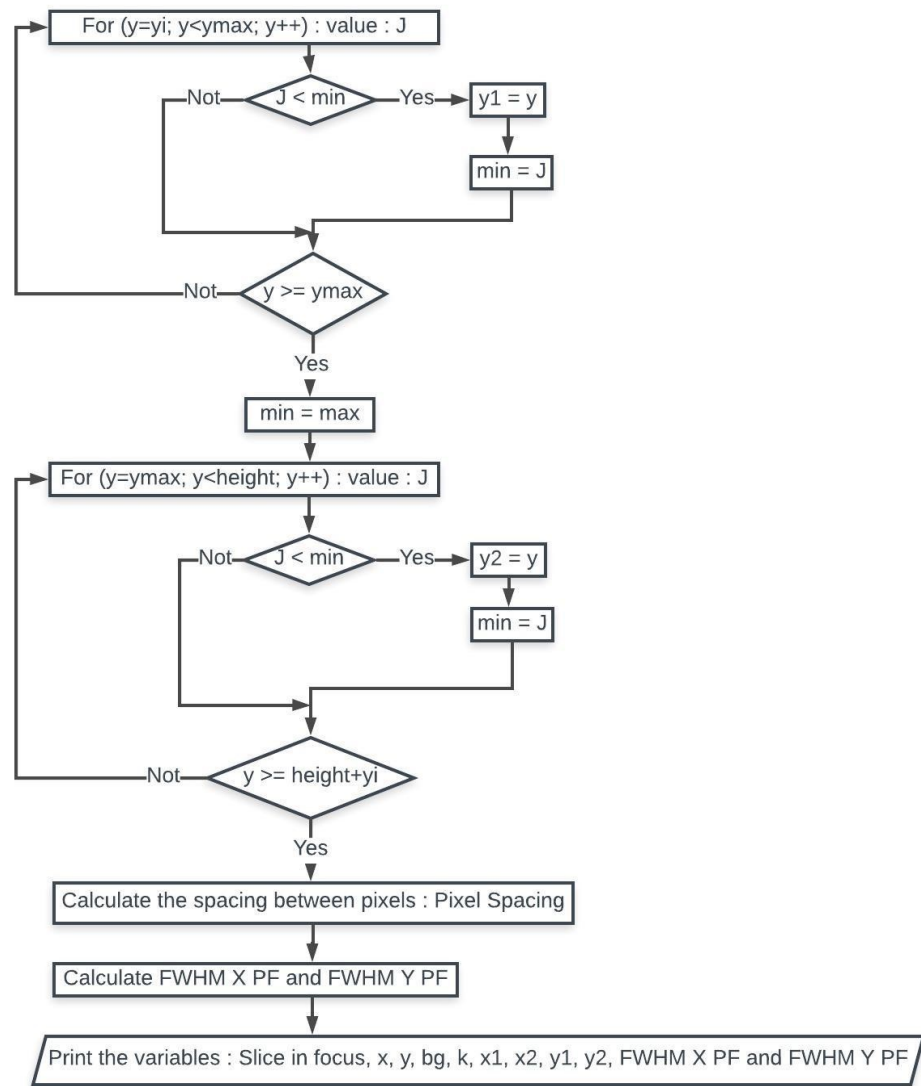
LU, Y. et al. A diffusion-based truncated projection artifact reduction method for iterative digital breast tomosynthesis reconstruction. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 58, n. 3, p. 569, 2013. Citado na página [6](#).

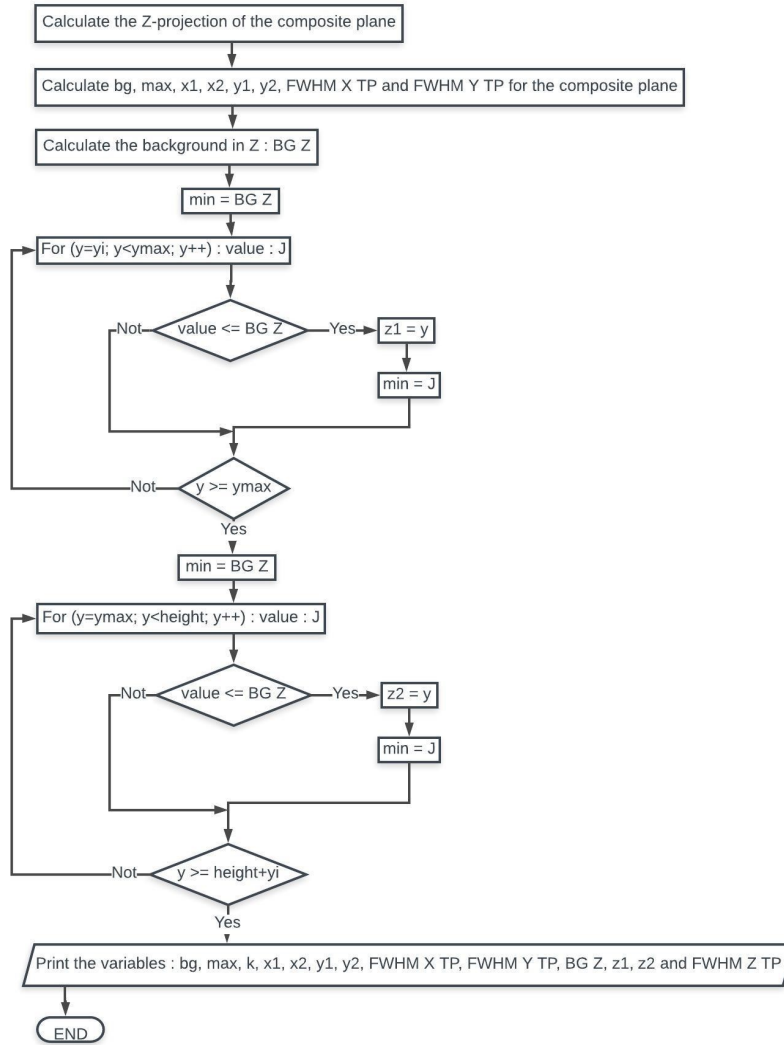
- MALES, M.; MILETA, D.; GRGIC, M. Digital breast tomosynthesis: A technological review. In: IEEE. *ELMAR, 2011 Proceedings*. [S.l.], 2011. p. 41–45. Citado na página 7.
- PARK, J. M. et al. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. *Radiographics*, Radiological Society of North America, v. 27, n. suppl_1, p. S231–S240, 2007. Citado na página 6.
- ROTHENBERG, L. et al. A guide to mammography and other breast imaging procedures. *NCRP Report*, v. 149, 2004. Citado na página 2.
- SECHOPOULOS, I.; GHETTI, C. Optimization of the acquisition geometry in digital tomosynthesis of the breast. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 36, n. 4, p. 1199–1207, 2009. Citado na página 1.
- SKAANE, P. et al. Reading time of ffdm and tomosynthesis in a population-based screening program. In: *Radiological Society of North America annual meeting. Chicago, Il.* [S.l.: s.n.], 2011. Citado na página 6.
- SMITH, A. Fundamentals of breast tomosynthesis. *White Paper, Hologic Inc., WP-00007*, v. 8, 2008. Citado na página 6.
- SMITH, A. P. et al. Emerging technologies in breast cancer detection. *Radiology management*, Citeseer, v. 26, n. 4, p. 16–27, 2004. Citado 3 vezes nas páginas 5, 7 e 8.
- STEWART, B. W.; KLEIHUES, P. et al. *World cancer report*. [S.l.]: IARC press Lyon, 2003. v. 57. Citado na página 1.
- STRUDLEY, C.; LOONEY, P.; YOUNG, K. Technical evaluation of hologic selenia dimensions digital breast tomosynthesis system. *NHSBSP Equipment Report*, v. 1307, 2014. Citado na página 6.
- YAFFE, M. J. Developing a quality control program for digital mammography: achievements so far and challenges to come. *Imaging in Medicine*, Future Medicine Ltd, v. 3, n. 1, p. 123, 2011. Citado na página 8.

ANEXO A – Algoritmo Laram-UFS

O fluxograma seguinte, mostra os passos executados na operacionalização do algoritmo.







max: máximo valor de pixel dentro da ROI,

k: ponto médio dado pela média entre o valor máximo de pixels e o background, value valor de pixel,

J: diferença entre o ponto médio e o valor do pixel,

xmax: coordenada em x onde o valor de pixel é máximo,

ymax: coordenada em y onde o valor de pixel é máximo,

x1, x2: o ponto x1 é a posição à esquerda e x2 é a posição à direita do valor de pixel máximo, dentro do espectro da ROI, cujos valores de pixels estão próximos ao valor do ponto médio,

y1, y2: o ponto y1 é a posição acima e y2 é a posição a baixo do valor de pixel máximo,

dentro do espectro da ROI, cujos valores de pixels estão próximos ao valor do ponto médio, **z1, z2**: o ponto z1 é a posição, que corresponde ao valor de pixel acima do ponto máximo, e a posição z2, que corresponde ao valor de pixel abaixo do ponto máximo cujos valores de pixels sejam menores ou iguais a BG Z (background do plano composto).

FWHM X PF: corresponde à quantidade de pixels entre x1 e x2 no plano em foco,

FWHM Y PF: corresponde à quantidade de pixels entre y1 e y2 no plano em foco,

FWHM X TP: corresponde à quantidade de pixels entre x1 e x2 no plano composto,

FWHM Y TP: corresponde à quantidade de pixels entre y1 e y2 no plano composto,